

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Model závislosti tepové frekvence na fyzické zátěži

Model of Heart Rate Regulation during Physical Load

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **Barbora Kosiecová**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Model závislosti tepové frekvence na fyzické zátěži**
Model of Heart Rate Regulation during Physical Load

Zásady pro vypracování:

1. Studium problematiky zátěžových testů, měření tepové frekvence.
2. Vytvoření matematického modelu závislosti tepové frekvence na fyzické zátěži.
3. Návrh a realizace funkčního sw modelu závislosti tepové frekvence na fyzické zátěži.
4. Návrh a realizace funkčního uživatelského rozhraní pro práci s modelem.
5. Ověření funkčnosti vytvořeného modelu.
6. Vytvoření laboratorní úlohy dle šablon a standardů BME VŠB – TUO v českém a anglickém jazyce včetně vzorového protokolu.
7. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2011. 790 s. ISBN 978-80-247-3068-4.
- [2] PENHAKER, Marek, Petr TIEFENBACH a František KOBZA. *Lékařská kybernetika*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2007. 80 s. ISBN 978-80-248-1561-9.
- [3] KITTNAR, Otomar a Mikuláš MLČEK. *Atlas fyziologických regulací: 329 schémat*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009. 316 s. ISBN 978-80-247-2722-6.
- [4] ECK, Vladimír a Miroslav RAZÍM. *Biokybernetika*. Vyd. 1. Praha: ČVUT, Elektrotechnická fakulta, 1996. 155 s.
- [5] WIJK VAN BRIEVINGH, Rogier P. a Dietmar MÖLLER. *Biomedical modeling and simulation on a PC: a workbench for physiology and biomedical engineering*. New York: Springer-Verlag, c1993. xvi, 517 p. ISBN 3-540-97650-7.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Martin Augustynek**

Datum zadání: 16.11.2012

Datum odevzdání: 07.05.2013

doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

„Prohlašuji, že jsem zadanou bakalářskou práci vypracovala samostatně a citovala jsem veškerou použitou literaturu a další zdroje, ze kterých jsem čerpala.“

V Ostravě dne 6. 5. 2013

Handwritten signature in blue ink, reading "Kosíková".

Podpis Studenta

Poděkování

Děkuji vedoucímu své bakalářské práce, panu Ing. Martinu Augustynkovi, za odborné vedení, cenné rady, ochotu a čas věnovaný konzultacím.

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá zpracováním modelu závislosti tepové frekvence na fyzické zátěži v programu MatLab Simulink. Teoretická část se zabývá popisem a měřením tepové frekvence, funkcí srdce a problematikou zátěžových testů působících na lidský organismus. Praktická část obsahuje návrh a následnou realizaci funkčního modelu v softwaru MatLab Simulink. Do jednotlivých bloků v softwaru jsou zadány předem stanovené hodnoty, které jsou pak zobrazeny v grafech. Po ověření funkčnosti vytvořeného modelu jsou porovnány reálně naměřené hodnoty zkoumaného člověka s předem stanovenými hodnotami. Následně je proveden návrh a realizace uživatelského rozhraní. Část práce také tvoří zpracování laboratorní úlohy v českém i anglickém jazyce dle předem stanovených standardů. V závěru práce jsou zhodnoceny všechny výsledky.

Klíčová slova

Tepová frekvence, srdce, minutový srdeční výdej, kardiotachometr, detektor R – vlny, zátěžová funkční vyšetření, GUI

Abstract

This bachelor thesis processes a heart rate model depended on physical activity. The Model is created in Matlab Simulink. The theoretical part deals with description and measurement of heart rate, cardiac functions and problems of load tests having effect on human body. The practical part contains project and following implementation of functional model in software Matlab Simulink. Predetermined values are given into each of software blocs and then are displayed in graphs. The real measured values of examined person are compared to predetermined values, after verifying of model functionality. Then project and realization of user interface are implemented. Next part of thesis follows up processing laboratory task in Czech and English, according to predetermined standards. All the results are evaluated at the end of the thesis.

Key Words

Heart Rate, Heart, cardiac output, Kardiotachometr, detector R – wave, load function tests, GUI

Seznam použitých zkratk

Zkratka	Název	Jednotka
a.	Arteria (tepna)	-
aj.	A jiné	-
atd.	A tak dále	-
CNS	Cévní nervová soustava	-
CO ₂	Oxid uhličitý	-
EKG	Elektrokardiogram	-
f ₀	Základní tepová frekvence	[min ⁻¹]
f _{max}	Maximální nárůst tepové frekvence	[min ⁻¹]
Hz	Hertz, jednotka frekvence	[s ⁻¹]
K ₁	Zesílení rychlé složky	[Hz]
K _{ref}	Zesílení pomalé větve, nárůst tepové frekvence při zátěži	[Hz/W]
LK	Levá srdeční komora	-
MaxTF	Maximální tepová frekvence	-
např.	Například	-
O ₂	Kyslík	-
ORL	Otorinolaryngologie	-
QRS	Komorový komplex	-
St ₁	Fyzická zátěž, která nastala po prvním skoku	[W]
St ₂	Fyzická zátěž, která nastala po druhém skoku	[W]
SW	Software	-
T ₁	Časová konstanta rychlé složky	[s]
T _i	Časová konstanta pomalé složky	[s]
t ₁	První skok fyzické zátěže v čase	[s]
t ₂	Druhý skok fyzické zátěže v čase	[s]
TK	Tlak krevní	[mm Hg]
W _r	Zatížení, které může být zvládnuto pomocí potlačení vagu	[W]

Obsah

Úvod	8
1 Tepová frekvence	9
1.1 Druhy tepové frekvence.....	9
1.2 Výpočet tepové frekvence	9
2 Srdce (cor, cordis)	11
2.1 Převodní systém srdeční	11
2.2 Funkce srdce.....	12
2.3 Činnost srdce	12
2.4 Minutový srdeční výdej	13
2.5 Přístroje měřící tepovou frekvenci	13
2.5.1 Kardiotachometr	13
2.5.2 Detektor R - vlny	15
3 Zátěžová funkční vyšetření.....	17
3.1 Vliv zátěže na organismus	17
3.2 Fyziologické procesy	17
3.3 Funkce organismu při zátěži	18
3.4 Ukončení zátěžového testu	18
3.5 Kontraindikace	18
3.6 Formy zátěže	19
4 Praktická část.....	20
4.1 Matlab a Simulink	20
5 Matematický model.....	21
5.1 Rovnice matematického modelu.....	21
6 Návrh a realizace SW modelu	22
6.1 Fyziologický proces v těle člověka při zátěži	22
6.2 Návrh SW modelu	23
6.3 Realizace funkčního modelu.....	23
6.4 Popis jednotlivých částí modelu	25
6.5 Posouzení hodnot fyzické zátěže u zkoumaných jedinců.....	27
7 Návrh a realizace uživatelského rozhraní	30
8 Ověření funkčnosti modelu.....	32
9 Laboratorní úloha	35
Závěr	36
Seznam použitých zdrojů	37
Seznam příloh	38

Úvod

Pro svou bakalářskou práci jsem si zvolila téma model závislosti tepové frekvence na fyzické zátěži. Dnešní náročná a hektická doba vyžaduje od lidí maximální pracovní nasazení, bez ohledu na to, zda jsou tito lidé schopni ještě využít relaxaci formou pohybu. Proto také nadměrná zátěž na organismus má negativní následky na jeho funkci. Pravidelné sledování formou zátěžových funkčních vyšetření se stala v mnoha lékařských oborech nepostradatelnou péčí o pacienty, kdy se mnohdy zjistí patologické změny dříve než u pacienta v klidovém režimu. Důležitý význam mají tato funkční vyšetření také ve sportovním odvětví při sledování zátěže sportovců. Dané téma mě zaujalo i z toho důvodu, že si ráda občas zasportuji a zajímá mě výkonnost organismu na tuto zátěž. Měření tepové frekvence má proto význam pro kontrolu výkonnosti organismu a může být i prevencí před dnešními civilizačními chorobami. Tepová frekvence nám určuje počet tepů vykonaných srdcem za jednu minutu [1]. Dá se snadno změřit jak na přístrojích, tak i pohmatem a je důležitým ukazatelem fyzické zdatnosti. Při zvyšující se zátěži se tepová frekvence zvyšuje. Zátěžové testy slouží pro testování organismu a jeho reakci na zátěž. Vyšetření se využívají v různých odvětvích lékařství (ORL, oftalmologie, neurofyzologie aj.), ale také i pro screenig obyvatel. Při zátěži se zvyšuje práce svalů, zvýší se energie, je větší spotřeba kyslíku. Ukončení zátěžového testu nastává tehdy, když pacient pociťuje nějaké obtíže [12].

V praktické části se zabývám návrhem a realizací modelu závislosti tepové frekvence na fyzické zátěži v programu MatLab Simulink. Před samotným návrhem a realizací modelu popisují fyziologii člověka při zátěži, aby bylo zřejmé, jak tento model bude pracovat. Jednotlivé vytvořené bloky v Simulinku popíší matematickými rovnicemi. Do těchto bloků jsou následně zadány předem stanovené hodnoty zkoumaných lidí, které jsou následně zobrazeny v grafu. Naměřené hodnoty byly získány od čtyř vybraných skupin zkoumaných jedinců. Do první skupiny byli zařazeni lidé s průměrnou fyzickou kondicí, druhá skupina zahrnuje sportovce, třetí skupinou jsou jedinci trpící ischemickou chorobou srdeční a poslední zkoumanou skupinou jsou jedinci, kterým bylo podáno 2 mg atropinu. Tyto předem stanovené hodnoty porovnám s naměřenými hodnotami získanými ze zátěžového testu na běžícím pásu. Kde nejdříve přepočítám rychlost a úhel, pod kterým se plošina zvedla a tím se zvýšila zátěž. Po tomto převodu vypočítám výkon testované osoby.

Nakonec porovnám tepovou frekvenci testované osoby s předem stanovenými hodnotami.

Cílem mé bakalářské práce je navrhnout a zrealizovat funkční model závislosti tepové frekvence na zátěži v programu MatLab Simulink a vytvořit funkční uživatelské rozhraní pro práci s modelem.

Část bakalářské práce také tvoří laboratorní úloha, která slouží studentům pro další výuku. Úloha je zpracována jak v českém jazyce, tak i v jazyce anglickém dle stanovených standardů. Následně je proveden návrh a realizace uživatelského rozhraní pro další práci s modelem, která je využita také v laboratorní úloze.

1 Tepová frekvence

Tepová frekvence nám určuje počet tepů, které srdce vykoná za 1 minutu. Je dobrým ukazatelem výkonnosti a činnosti srdce. Výhodou tepové frekvence je její snadná měřitelnost a také možnost, že se dá dobře sledovat a hodnotit. [1]

1.1 Druhy tepové frekvence

Klidová tepová frekvence (KTF) se u fyzicky i psychicky zdatného člověka pohybuje kolem 65 – 75 tep/min. Tepovou frekvenci můžeme nejčastěji změřit ráno těsně po probuzení nebo večer před spaním. U trénovanějších lidí je tepová frekvence nižší a může dosáhnout až kolem 50 tep/min. Pokud se tepová frekvence zvýší zhruba o 10%, může se jednat především o stres, nemoc či nedostatečné zotavení po tréninku.

Aktuální tepová frekvence (ATF) nám udává současné zatížení organismu a je ovlivňována emocemi a fyzickou zátěží. Aktuální tepová frekvence má také vliv na spalování tuků, vytváření svalů, atd. Při zvyšování frekvence dochází k větší vytrvalosti a k tréninku síly, ale nedochází ke spalování tuků. Naproti tomu při snižování frekvence dochází k neefektivnímu cvičení a v našem těle se prakticky nekonají žádné změny.

Maximální tepovou frekvenci (MaxTF) rozumíme maximální výdrž, kterou je organismus člověka schopen při zátěži dosáhnout a krátkodobě udržet. Hodnota TF je u každého jedince individuální a je ovlivnitelná hlavně věkem a následně i tréninkem. [2], [3]

Při zrychlené srdeční frekvenci (tachykardie) dochází až nad 90 tep/min. Zpomalení srdeční frekvence (bradykardie) nastává pod 60 tep/min. Porucha srdečního rytmu (arytmie) je způsobená poškozením srdeční činnosti. [1]

„Tepovou frekvenci můžeme v podstatě hodnotit ze všech veličin, které činnost srdce přímo určují nebo doprovázejí. Mezi tyto biologické veličiny patří:

- a) elektrický signál (EKG),
- b) akustický signál,
- c) změny tlaku krve v oběhovém systému,
- d) změny objemu tkáně jako důsledek změn tlaku v oběhovém systému,
- e) změny impedance tkáně související se změnou množství krve v daném úseku tkáně, což je důsledkem změn tlaku v oběhovém systému,
- f) změny rychlosti proudění krve – jako důsledek změn tlaku krve v oběhovém systému. “^[4] [4]

1.2 Výpočet tepové frekvence

Před tím, než stanovíme výpočet tepové frekvence, je nutné vědět, jak se měří pulz. Pulz můžeme definovat jako rytmické stahy levé komory, které přenášejí tlakový impuls na tepny. Faktory hodnotící pulz jsou rytmus, rychlost, tlak a pulzový deficit. Pulz se měří pohmatem v blízkosti velkých tepen, je to např. vřetenní tepna (a. radialis), stehenní tepna (a. femoralis), krkavice (a. carotis), aj.

Měření se provádí přiložením dvou prstů např. na a. radialis, kde cítíme tepat tepnu a měříme počet tepů za jednu minutu. Tep lze měřit také pomocí Sporttestru.

Nejdříve je potřeba zjistit maximální tepovou frekvenci (MaxTF) a z ní se odvodí tepová frekvence.

Maximální tepovou frekvenci lze vypočítat čtyřmi způsoby:

- U mužů: $\text{MaxTF} = 220 - \text{věk}$

U žen: $\text{MaxTF} = 226 - \text{věk}$

Při zkoumání osob starších 60 let nebyla tato tradiční rovnice potvrzena. Tato metoda se využívá nejčastěji, ale je méně přesná.

- $\text{MaxTF} = 208 - (0,7 \cdot \text{věk})$

Jedná se o novou metodu. Když srovnáme u mladších lidí výsledky tradiční a nové rovnice jsou tyto výsledky přeceněny. Lidé s věkem kolem 40 let mají výsledky stejné a u lidí starších je tepová frekvence podceněna.

- U mužů: $\text{MaxTF} = 214 - (\text{věk} \cdot 0,8)$

U žen: $\text{MaxTF} = 209 - (\text{věk} \cdot 0,7)$

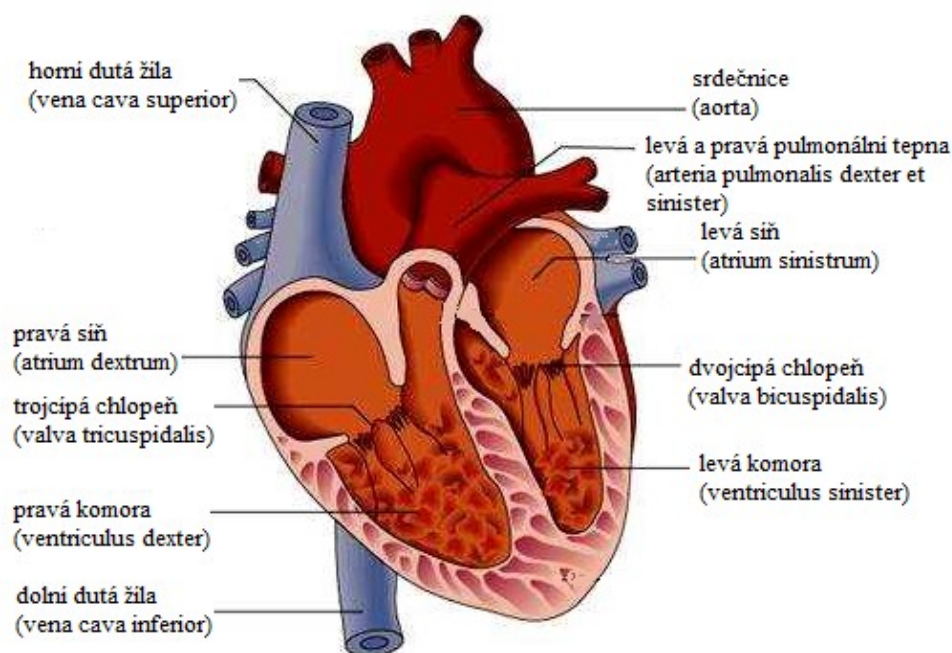
U mužů jsou výsledky této rovnice téměř totožné s tradiční rovnicí. U mladších jsou výsledky v porovnání s tradiční rovnicí nižší.

- $\text{MaxTF} = 210 - \frac{1}{2} \text{ věku} - 5\% \text{ váhy} + 4$ (pro muže)

Tato metoda se považuje za orientační. U starších lidí jsou výsledky v porovnání této rovnice s tradiční rovnicí vyšší. [3], [5]

2 Srdce (cor, cordis)

Srdce je uloženo v mezihrudí (mediastinum). Zepředu je ohraničeno hrudní kostí a vzadu páteří. Z větší části srdce leží vlevo od střední čáry. Báze srdce směřuje vpravo, dozadu a vzhůru. Hrot (apex) má směr vlevo, vpřed a dolů. Tvar srdce je kuželovitý a u dospělého člověka srdce váží asi 250 – 330g. Je to dutý orgán, který je uložen v zevním vazivovém obalu zvaném osrdečník (perikard). Speciálním typem příčně pružované svaloviny je střední vrstva srdce (myokard). Její buňky jsou spirálovitě uspořádány a vzájemně propojeny a tvoří soubuní, které urychluje vedení vzruchu a zajišťuje synchronní stah. Vnitřní vrstvu tvoří srdeční nitroblána (endokard). Jedná se o výstelku, která pokrývá stěny srdečních dutin a chlopně. Srdce je rozděleno přepážkou (septum) na pravou a levou polovinu. Každá polovina srdce je rozdělena na síň (atrium) a komoru (ventrikulus). Mezi pravou síní a pravou komorou se nachází trojcípá chlopeň (valva tricuspidalis) a mezi levou síní a levou komorou je dvojčípá chlopeň (valva bicuspidalis). [6]

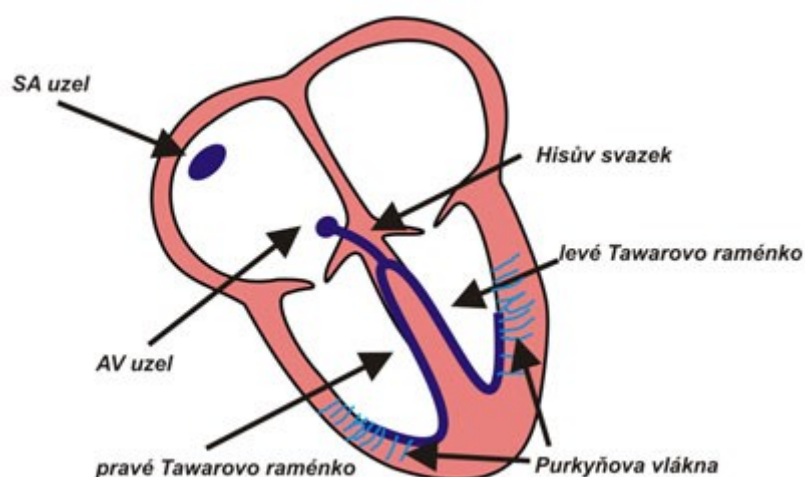


Obr. 2.1 Stavba srdce. [7]

2.1 Převodní systém srdeční

Krev do srdce přitéká horní a dolní dutou žilou a ze srdce je vypuzována srdečnicí (aortou). Činnost srdce umožňuje střídavé smršťování (systola) a ochabování (diastola) srdeční svaloviny, které se rytmicky opakuje nezávisle na naší vůli. Tuto schopnost zajišťuje převodní systém srdeční. Převodní systém je uložený ve stěnách srdce a zajišťuje rytmické a koordinované stahy srdeční svaloviny. Sinusový uzlík (nodus sinoatrialis) se nachází ve stěně pravé předsíně. Vzruchy, které vznikají v tomto uzlíku se šíří do svaloviny předsíní a následně pak do síňokomorového uzlíku (nodus atrioventricularis). Tento uzlík se nachází v dolní části pravé síně, ze které vychází Hisův svazek.

Hisův svazek je umístěný v mezikomorové přepážce, která šíří vzruch ze síní na myokard komor. Tento svazek je rozdělen na dvě Tawarova raménka. Ta končí ve svalovině komor jako Purkyňova vlákna. [6]



Obr. 2.2 Převodní systém srdeční. [8]

2.2 Funkce srdce

Výsledkem čerpací funkce srdce je pravidelné střídání ochabování srdečního svalu (diastola) a kontrakce (systola). V průběhu diastoly dochází k plnění srdce krví, naopak u systoly je krev vypuzována. Ze srdečních komor je krev vypuzována aortou do velkého oběhu a plicnicí do oběhu malého. Při plnění komor má systola síní pouze pomocnou funkci.

Levá srdeční komora je tvořená asi 4 – 5 krát silnější svalovinou než pravá komora. Je to způsobeno tím, že levá komora musí vypudit krev proti velkému odporu ve velkém oběhu. Krev je vypuzená pravou komorou do nízkotlakového řečiště malého oběhu. Jejím úkolem je okysličit krev a eliminovat oxid uhličitý v plicích. [9]

2.3 Činnost srdce

Činnost srdce je především řízená prostřednictvím vegetativního nervového systému (sympatiku, parasympatiku). V mozkovém kmeni v prodloužené míše jsou uložena centra pro řízení srdeční činnosti. K srdci přicházejí sympatické nervy, jako nervi cardiaci z oblasti hrudní míchy přes příslušná ganglia. Působením sympatických nervů se zrychluje srdeční frekvence, zvyšuje se síla srdeční kontrakce a urychluje se vedení vzruchů převodním srdečním systémem. Parasympatikus je tvořen cardiaci nervi vagi a má zachováno specifické lokalizační schéma. Pravá předsíň a sinoatriální uzel je inervován pravostrannými větvemi nervu vagu. Naopak atrioventrikulární uzlík je inervován větvemi levostrannými. Pravým opakem působení nervu vagu je vliv sympatiku.

[9]

2.4 Minutový srdeční výdej

Minutový srdeční výdej lze definovat jako množství krve, které komora přečerpá za jednu minutu. V klidu, činí minutový srdeční objem asi 5 l/min. Při jednom stahu vypudí srdeční komora kolem 70 ml krve. V klidovém stavu je počet stahů za minutu asi 70-80. Nepoškozené srdce dokáže měnit množství přečerpané krve ve značném rozsahu.

Oproti klidovému stavu se minutový srdeční výdej může dle potřeby zvýšit i pětikrát. Minutový srdeční výdej můžeme spočítat tak, že vynásobíme tepový objem se srdeční frekvencí, který se rovná 5-6 l/min u zdravého člověka.

Při fyzické zátěži roste srdeční frekvence i tepový objem a to je důsledkem zvýšení minutového srdečního výdeje při zátěži. Srdeční frekvence může stoupnout až na 180-220 tepů/min při maximální zátěži. Při zvýšené srdeční frekvenci dochází k většímu počtu tepů/min, ale také i ke změně mezi délkou systoly a diastoly. Při rostoucí srdeční frekvenci se systola zkracuje poněkud méně než diastola.

Pokud srdeční frekvence dosáhne hodnot nad tzv. kritickou frekvencí, začne váznout plnění komor při diastole. Pokud dojde ještě k dalšímu zvýšení srdeční frekvence, minutový výdej neroste. [10]

2.5 Přístroje měřící tepovou frekvenci

Tepovou frekvenci můžeme v podstatě hodnotit z různých veličin, které činnost srdce přímo doprovázejí a určují. K měření těchto veličin používáme diagnostické přístroje pro měření tepové frekvence.

- Kardiotachometr
- Detektor R – vlny
- Radiometrický kardiotachometr
- Kardiotachometr digitální
- Tachokard [4]

Ve své bakalářské práci popisují princip funkce kardiotachometru a detektoru R – vlny.

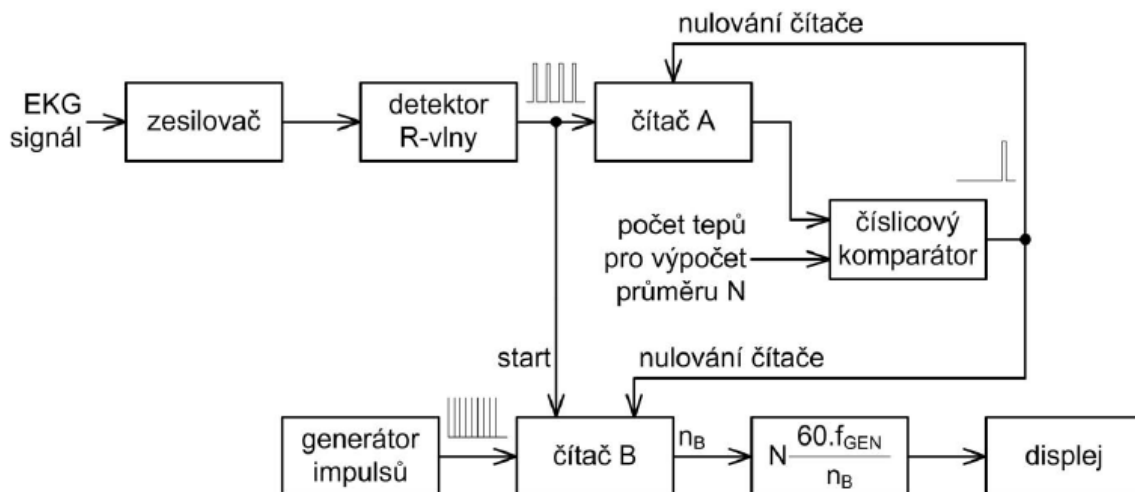
2.5.1 Kardiotachometr

Jedná se o přístroj, který měří tepovou frekvenci. Tepovou frekvenci můžeme rozdělit na dva způsoby jejího vyhodnocování. V prvním případě určujeme okamžitou hodnotu TF, nebo její průměr a v druhém případě určujeme její průměrnou hodnotu nebo můžeme jejich hodnoty porovnávat. Pokud chceme určit číselnou hodnotu TF, musí se hodnotit průměr za několik posledních tepů. Hodnota TF u všech pacientů je kolísavá (normální jev), proto by sledování okamžité hodnoty TF způsobilo nepřetržitou změnu údajů a bylo by nemožné hodnotu odečítat. Když porovnáme okamžitou hodnotu a průměrnou hodnotu TF, můžeme je využít k určení výskytu komorové extrasystoly (předčasný stah komor). Porovnání předčasného stahu s pevnou hodnotou nelze klasifikovat, protože tato hodnota je různá u každého pacienta a také se může rychle měnit. Proto je potřeba vytvořit klouzavý práh, který vyhodnotí průměrnou TF. Kardiotachometr převádí vstupní signál, který je závislý na TF, na veličinu s množstvím výskytu změn závislou na TF.

Například se může jednat o signál ve tvaru sledu impulsů. Většina přístrojů používá jako vstupní signál EKG. Zpracování EKG signálu na odpovídající sled impulsů se provádí detektorem R – vlny. Na Obr. 2.3 je znázorněno Blokové schéma kardi tachometru. Toto schéma znázorňuje základní provedení přístroje na úrovni hardwaru. Některé bloky mohou být realizovány i softwarově. Vybavení mikroprocesoru nebo jednočipového mikropočítače mohou být například čítače. Zesílený EKG signál je přiveden na vstup detektoru R – vlny. Číslicový komparátor a čítač A vymezuje dobu, po kterou je detekován zvolený počet R – vln, který je označen N (N tepů). Nejdříve je detekována R – vlna, která spouští měření časového úseku. Ten je realizován generátorem impulsů o frekvenci f_{GEN} a čítačem B. Po provedení zvoleného počtu R – vln se čítání zastaví. Uběhnutý čas za N tepů je přímo úměrný výstupu čítače n_B a frekvenci generátoru f_{GEN} , tento čas můžeme vypočítat podle vzorce:

$$t_N = \frac{n_B}{f_{GEN}} [s; -; s - 1] \quad (1)$$

Při měření tohoto času je maximální chyba $\pm \frac{1}{f_{GEN}}$. Pokud je dostatečně velká frekvence je f_{GEN} zanedbatelná. Pro výpočet průměrné TF, kterou zobrazíme na displeji, použijeme změřený časový údaj. S příchodem N – té R – vlny se čítače vynulují a po příchodu další R – vlny začíná nové měření. Pro zobrazení počtů tepů za minutu je potřeba zvolený počet tepů N vydělit změřeným časovým úsekem a následně vynásobit 60. [11]



Obr. 2.3 Blokové schéma kardi tachometru. [11]

2.5.2 Detektor R - vlny

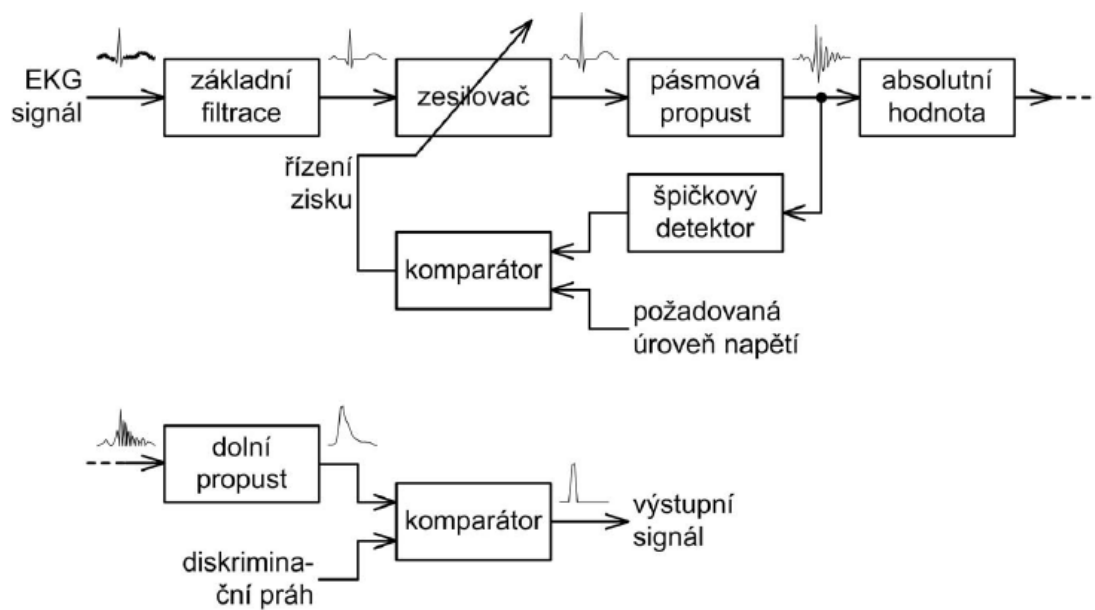
Úkolem detektoru je v rámci signálu EKG signalizovat výskyt každého komorového komplexu. Jako výstupní signál můžeme považovat například posloupnost impulsů.

„Detektor pracuje nezávisle na:

- velikosti EKG signálu a jejich změnách
- polaritě EKG signálu a jejich změnách
- přítomnosti rušivých složek v EKG signálu.

Rušivé složky přítomné v EKG signálu mohou být například dechové artefakty, rušení způsobená myopotenciály, elektrodové artefakty způsobené pohybem pacienta, rušení síťovým kmitočtem.“^[11] EKG signál se může značně lišit v závislosti na stavu pacienta. Odolnost detektoru vůči vlivům, které jsou uvedeny výše, nemůže být neomezená. Zajímá nás výskyt komorového komplexu, proto je potřeba nežádoucí rušení potlačit vhodnou filtrací. Dýchání způsobuje rytmické artefakty, které tvoří rušivý signál s kmitočtem $0,15 \div 0,6$ Hz. Myopotenciály mají kmitočty $20 \div 500$ Hz a elektrodové artefakty, které jsou způsobené pohybem pacienta a mají kmitočty $0,2 \div 1,5$ Hz. Rušení elektrodovou sítí je 50 Hz. QRS komplex zahrnuje kmitočty od 2,5 Hz do 35 Hz. Nejvýraznější složka QRS komplexu leží v rozmezí $5 \div 20$ Hz. Na Obr. 2.4 je znázorněno Blokové schéma detektoru R - vlny.

V první řadě je provedena filtrace signálu EKG, která odstraní rušivé složky omezením frekvenčního pásma signálu v rozmezí $0,05 \div 100$ Hz. V tomto případě se používají dva filtry zapojené do série. První je filtr horní propusti s dolní mezní frekvencí 0,05 Hz a druhý filtr je dolnoproputní s mezní frekvencí 100 Hz. Dále musí být signál zesílen na požadovanou úroveň. Komparátor a detektor špičkové hodnoty upravuje zisk příslušného zesilovače. Výstupní signál obsahuje frekvenční složky komorového komplexu a to tím způsobem, že pásmová propust musí mít dostatečně strmou přenosovou charakteristiku a centrální frekvenci v rozsahu $15 \div 17$ Hz. Polaritu signálu můžeme vyloučit tak, že vytvoříme absolutní hodnotu. Dále následuje dolnoproputní filtr s horním mezním rozsahem $5 \div 6$ Hz, ten signál vyhladí. Práhování zvyšuje strmost hran vzniklého impulsu. Implantovaný kardiostimulátor může nepříznivě ovlivnit činnost detektoru R – vlny a kardi tachometru. Může nastat i situace, kdy kardiostimulátor pracuje, ale stimulace srdce je neúčinná. Získané hodnoty TF jsou nepravdivé. Z toho důvodu je dobré, aby detektor R – vlny uměl detekovat možnosti a vyloučit kardiostimulační impulsy. Strmost hran je u kardiostimulačních impulsů vyšší, než strmost komplexu QRS. [11]



Obr. 2.4 Blokové schéma detektoru R – vlny. [11]

3 Zátěžová funkční vyšetření

Základem funkčního vyšetření jsou pracovní postupy, které za pomoci lékařské přístrojové techniky získávají biosignály. Biosignály charakterizují a popisují funkční stav orgánů nebo organismu jako celku. Sledování a hodnocení změn organismu při zátěži mohou odhalit patologické reakce, umožňují posoudit závažnost některých onemocnění či přispívají ke stanovení diagnózy. Zátěžová funkční vyšetření se často uplatňují v řadě základních klinických i nadstavbových lékařských oborech. Například se užívají v neurofyzilogii, porodnictví, pracovním lékařství, ORL, oftalmologii, vnitřním lékařství, tělovýchovném lékařství, ale i při screeningu obyvatelstva. [12]

3.1 Vliv zátěže na organismus

Základem pro posouzení fyzické zátěže je potřeba znát základní energetické hodnoty přeměny (bazální metabolismus). Hodnota bazálního metabolismu člověka je dána výdejem energie uvolněné v jeho těle za fyzických a psychických podmínek klidu 12-18 hodin po jídle a při stále teplotě vnějšího okolí. Částečně uvolněná energie se využívá k udržování životně důležitých orgánů jako například srdce, mozku a další část se přeměňuje v teplo. Bazální metabolismus je u každého člověka rozdílný. Závisí na pohlaví, tělesné teplotě, hladovění, teplotě prostředí a funkci endokrinního systému. Zejména je závislý na věku, výšce a hmotnosti člověka. Také je spjat s plochou povrchu těla. Pokud se tělesná teplota zvýší o 1°C, tak bazální metabolismus vzroste asi o 10 – 14 %. Při okolnímu chladu se metabolismus zvyšuje a naopak při vyšší okolní teplotě se metabolismus snižuje. Podání jídla způsobí podnět metabolismu a naopak hladovění metabolismus utlumuje. [12]

3.2 Fyziologické procesy

Fyziologické procesy můžeme chápat jako organizovaný celek regulačních systémů s autonomními řídicími centry a řadou dílčích regulačních subsystémů. Autonomní nervový systém s CNS řídí základní fyziologické procesy a funkce jako jsou například složení krve, krevní oběh, trávení, dýchání atd.

„Regulaci krevního oběhu zajišťují tyto hlavní mechanismy:

- velikost srdeční kontrakce
- arteriální receptory tlaku
- stálý objem cirkulující krve.“ [12]

Při zátěži jsou kladeny zvýšené nároky na přívod kyslíku tkáním a ty jsou zajišťovány:

Vzestupem srdečního výdeje – ten je určen součinem tepového objemu a tepové frekvence. Pokud je zátěž vleže, roste srdeční výdej a tím dochází i k zvyšování tepové frekvence. Ve vzpřímené poloze těla dochází k nižšímu srdečnímu výdeji vzhledem k poklesu tlaku v plicích. Pokud dochází k většímu nárůstu zatížení, zvyšuje se tepová frekvence i tepový objem.

Redistribucí srdečního výdeje – to znamená, zvýšením přívodu krve pracujícím svalům na úkor méně důležitých orgánů.

Vzestupem kyslíkové extrakce – tato extrakce způsobuje zvýšení arteriovenózní rozdílnosti kyslíku, zejména ve svalech. [12]

3.3 Funkce organismu při zátěži

Jedná se o běžné zátěžové vyšetření na ergometru. Proband je vystaven zátěži. Na počátku zátěže se využívají zásoby kyslíku ze svalů a transport se postupně zvětšuje. Velikost deficitu kyslíku je ještě zanedbatelná. Při zvyšující se zátěži (střední až vyšší zátěž) je deficit kyslíku větší. Během práce se kyslíkový deficit zvětšuje s produkcí kyseliny mléčné. V rovnovážném stavu dochází k přizpůsobení organismu na zátěž. Tento stav provede rovnováhu mezi dodávkou a spotřebou kyslíku do organismu a mezi dodávkou a spotřebou energie. V tomto stavu je organismus schopný podat nejlepší výkon. Rovnovážný stav můžeme popsat ustálenými hodnotami (výdej tepové frekvence a CO₂, minutová ventilace, spotřeba kyslíku).

Z důvodu metabolické rovnováhy není možné, aby v běžném životě docházelo k podávání dlouhodobě zvýšeného výkonu. Při fyzické zátěži se zvyšují požadavky aktivních svalů na dodání kyslíku i dalších živin, a také zároveň na odvod škodlivin. Po ustálení je spotřeba O₂ při zátěži pětinašobkem až dvacetinašobkem bazální spotřeby. Při výdeji CO₂ může tato hodnota dosahovat až čtyřicetinašobku. Téměř všechna energie zdravého organismu je získána aerobním způsobem při zátěži (střední až vyšší zátěž) po výkonu 2 – 3 minut práce. Tuky a sacharidy jsou zdrojem energie. Rychlost změn při příjmu kyslíku během zátěže je u každého člověka jiná. Využití vdechovaného objemu vzduchu je velice rozdílné u netrénovaného a trénovaného jedince. U trénovaných jedinců stoupá kyslíková spotřeba rychleji, neboť využití kyslíku je vyšší. Rovnovážný stav nastává u trénovaného jedince rychleji než u netrénovaného. Je to způsobeno tím, že trénovaný jedinec má menší kyslíkový nedostatek i kyslíkový dluh. K vyvolání rychlé a silné kontrakce slouží krevní laktát, který vzniká štěpením glykogenu ve svalech. Na počátku zátěže dochází k vyplavení kyseliny mléčné do krevního oběhu, které je závislé na tvorbě této kyseliny ve svalech. Po skončení zátěže je kyselina mléčná rychle odbourávána reoxidací ve výkonných svalech a vychytávána v játrech a ledvinách. [12]

3.4 Ukončení zátěžového testu

Důvodem ukončení zátěžového testu jsou potíže, které pacient pociťuje během testování. Tyto potíže se projevují zvýšenou tepovou frekvencí, poklesem či vzestupem TK, dušností, svalovou únavou či změnami průběhu signálu EKG. [12]

3.5 Kontraindikace

Léčebné postupy, které by mohly zhoršit stav pacienta nebo ho přímo poškodit jsou zakázány. Kontraindikace zátěžových testů se člení dle závažnosti stavu onemocnění pacienta. Jedná se např. o akutní cévní choroby, nestabilizovaná angina pectoris, závažné arytmie, myokarditidy v akutním stádiu, akutní plicní embolizace, renální a jaterní nedostatečnost, diabetes mellitus a další. [12]

3.6 Formy zátěže

Elektrická – jedná se o zvyšování tepové frekvence pomocí změny vyvolávající v kardiostimulátoru.

Farmakologická – pomocí podání infúze katecholaminu se zvyšuje tepová frekvence pacienta.

Mechanická – neboli také svalová, jedná se o nejčastěji používanou formu zátěže.

Hypoxie – tato forma je založená na dýchání směsi plynů s malým obsahem kyslíku.

Dynamická pozitivní – je typická pro střídání aktivního smršťování a ochabování svalu. Práce svalů je ohraničena dodáním kyslíku a poměrem mezi aerobním a anaerobním svalovým metabolismem. Hranice trvalého výkonu je bod, pod kterým probíhají metabolické děje aerobně. Pokud je tento bod překročen, nastává v krvi zvýšení kyseliny mléčné a objeví se únava.

Statická udržovací – můžeme ji popsat jako protiváhu proti vnější síle, kdy sval se nachází v maximální kontrakci za izometrických podmínek. Během této zátěže se zvyšuje krevní tlak. [12]

Ergometrická vyšetření patří mezi dlouhodobě využívaná vyšetření. S postupem času se tato vyšetření zdokonalovala. Ergometrie využívá tyto typy testů:

- Výstupní schůdky
- Klikový ergometr
- Bicyklový ergometr
- Pohyblivý pás
- Izometrickou statickou zátěž. [12]

4 Praktická část

Praktická část bakalářské práce se zabývá návrhem a následnou realizaci funkčního modelu v softwaru MatLab Simulink. Do jednotlivých bloků v softwaru byly zadány předem stanovené hodnoty, které byly zobrazeny v grafech. Po ověření funkčnosti modelu byly vloženy do jednotlivých bloků reálně naměřené hodnoty zkoumané skupiny lidí, které byly porovnány s předem stanovenými hodnotami. Další část praktické práce se zabývá sestavením a zpracováním laboratorní úlohy v českém i anglickém jazyce dle předem stanovených standardů. Výchozím bodem ke zpracování práce byla odborná literatura zabývající se touto tématikou. Hodnoty měření pro dané skupiny jedinců byly použity ze skript od docentů Vladimíra Ecka a Miroslava Razíma, kdy se vycházelo z jejich blokového schématu modelu závislosti tepové frekvence na fyzické zátěži.

4.1 Matlab a Simulink

MatLab vznikl z anglického spojení slov MATrix LABoratory. Jedná se o prostředí, které je určeno pro vědecké a inženýrské výpočty a vizualizaci dat. Do uživatelského prostředí v MatLabu se jednotlivé řešené problémy zapisují podobně jako v matematice. Nemusí se složitě programovat. MatLab dokáže řešit rozsáhlou oblast problémů od fyziky, matematiky, grafiky až po zpracování a měření dat a jiné.

Simulink je nadstavbové prostředí MatLabu. Simulink slouží k modelování a simulaci dynamických systémů. Toto prostředí umožňuje vytvářet modely ve formě blokových schémat. Posloupnost těchto modelů umožňuje vytvářet složité systémy. Jednotlivé části těchto systémů lze zařadit do přehledné struktury subsystémů. Před prací se Simulinkem je nezbytné se seznámit s prostředím MatLabu. [13]

5 Matematický model

Tato část práce se zabývá matematickým popisem modelu. Jednotlivé rovnice jsou pospojovány do celkového modelu, který je následně vytvořen v programu MatLab Simulink. Každá rovnice slouží k vyjádření a popisu hodnot a jednotlivých dějů.

5.1 Rovnice matematického modelu

Organismus reaguje na fyzické zatížení zvýšeným zásobením svalů kyslíkem a odvádění metabolických produktů. Ke splnění těchto požadavků se krevní oběh musí přizpůsobit. Tento děj vzniká za pomoci dvou hlavních mechanismů, a to zvýšením minutového objemu a redistribucí toku krve. Minutový srdeční objem vzniká násobením srdečního objemu a srdeční frekvence. Výsledná veličina se u každého jedince liší.

Trénovaní jedinci mají vyšší tepový objem a nižší srdeční frekvenci, než průměrný člověk. Srdeční frekvence lze snadno měřit. Její výhodou je, že je lineárně závislá na zatížení v určitých mezích. Fyzická zátěž na vstupu má dvě skokové hodnoty v čase t_1 a t_2 , kde dochází k jejich sumaci. Odezvu na zvýšenou fyzickou zátěž jako vlastnost srdeční frekvence, tvoří dvě složky, rychlou a pomalou. Rychlá složka nezávisí na fyzické zátěži a je potlačena inhibicí vagu. Pomalejší složka se zatížením roste a má komplexní neurohumorální charakter.

Ve schématu se nachází přímá rychlá větev s přenosovými dopředně působícími komponenty s přenosem

$$\frac{K_1}{T_1 \cdot s + 1} \quad (2)$$

kde:

$K_1 \dots$ je konstanta vagové části, znamená zesílení rychlé větve, [Hz]

$T_1 \dots$ časová konstanta vagové části rychlé větve, [s].

Pomalá zpětnovazební větev obsahuje konstantu K_{ref} , která určuje přírůstek srdeční frekvence při zvýšení zátěže o 1 W. K_{ref} představuje trénovanost jedince. Lze ji vypočítat:

$$K_{ref} = \frac{K_1}{W_r} \text{ [Hz/W]} \quad (3)$$

kde:

$K_1 \dots$ je konstanta vagové části, znamená zesílení rychlé větve, [Hz]

$W_r \dots$ zatížení, které může být zvládnuto pomocí potlačení vagu, [W].

Pomalá složka tvoří zpětnovazební smyčku, která obsahuje integrovatelný regulátor a časovou konstantu T_i . Čím je tato časová konstanta kratší, tím se jedinec vyznačuje lepší kondicí.

$$\frac{1}{T_i \cdot s} \quad (4)$$

kde:

$T_i \dots$ je časová konstanta [s].

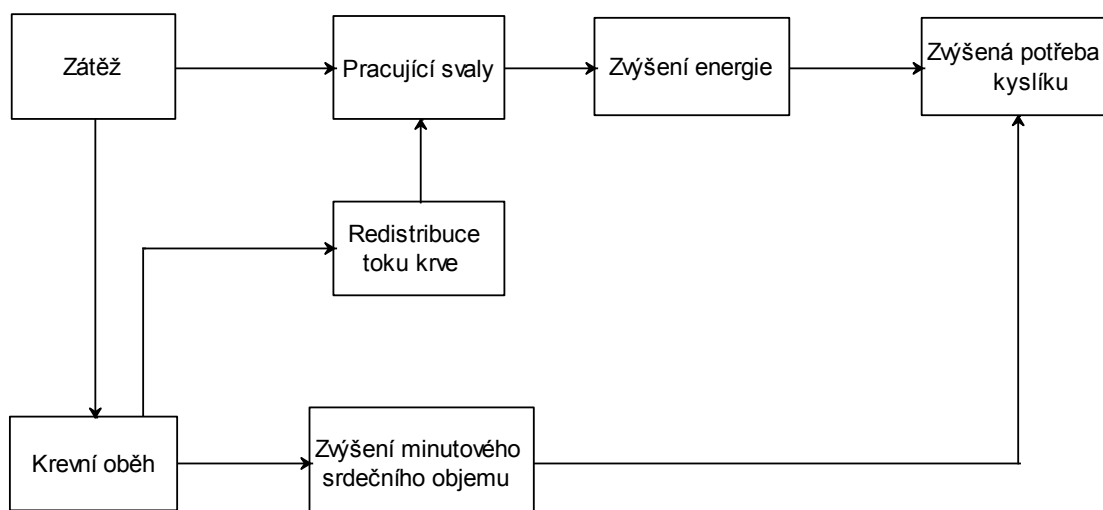
[14], [15], [16]

6 Návrh a realizace SW modelu

Tato část obsahuje návrh SW modelu a následnou realizaci v programu Simulink. Před celkovým návrhem modelu byl popsán fyziologický proces, který se odehrává v těle člověka při zátěži. Po pochopení tohoto procesu byl zrealizován model. Jednotlivé bloky modelu byly popsány.

6.1 Fyziologický proces v těle člověka při zátěži

Pro lepší porozumění a sestavení modelu závislosti tepové frekvence na fyzické zátěži v programu Simulink, bylo nejdůležitější pochopit, jak pracuje organismus při zátěži. Proto bylo důležité sestavení blokového schématu, které popisuje reakci organismu na zátěž.

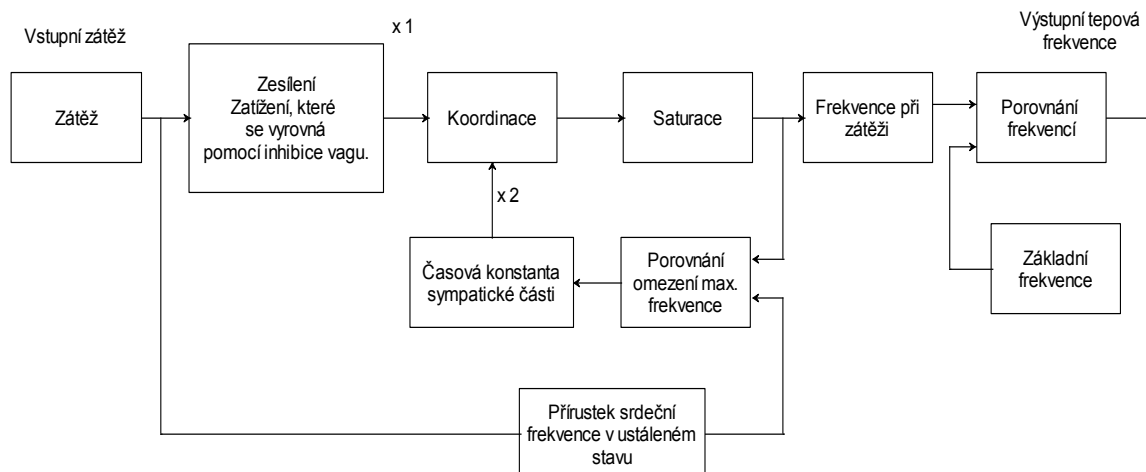


Obr. 6.1 Návrh blokového schématu dle fyziologického děje v těle při fyzické zátěži.

Nejdříve bylo potřebné popsat reakci organismu na fyzickou zátěž u zdravého jedince. Pokud člověk vykonává fyzickou zátěž, jako je například běh, jízda na kole, plavání či rychlá chůze, začnou vykonávat svou funkci svaly. Tím se zvýší energie, která je dodávána těmto svalům. U vyšší zátěže svalů se zvyšuje i spotřeba kyslíku, a proto je důležité, aby tyto pracující svaly byly lépe zásobeny krví. Zátěž je tedy ještě ovlivněna krevním oběhem, při kterém se zvýší minutový srdeční objem. Dojde k přerozdělení toku krve, tak že se zvýší průtok krve ve svalech a v kůži, a tím je zajištěno ochlazování organismu. Dochází k redistribuci toku krve, tzn., že na úkor jiných orgánů např. trávicího ústrojí, svalů, kůže jsou přednostně zásobeny životně důležité orgány (srdce, mozek).

6.2 Návrh SW modelu

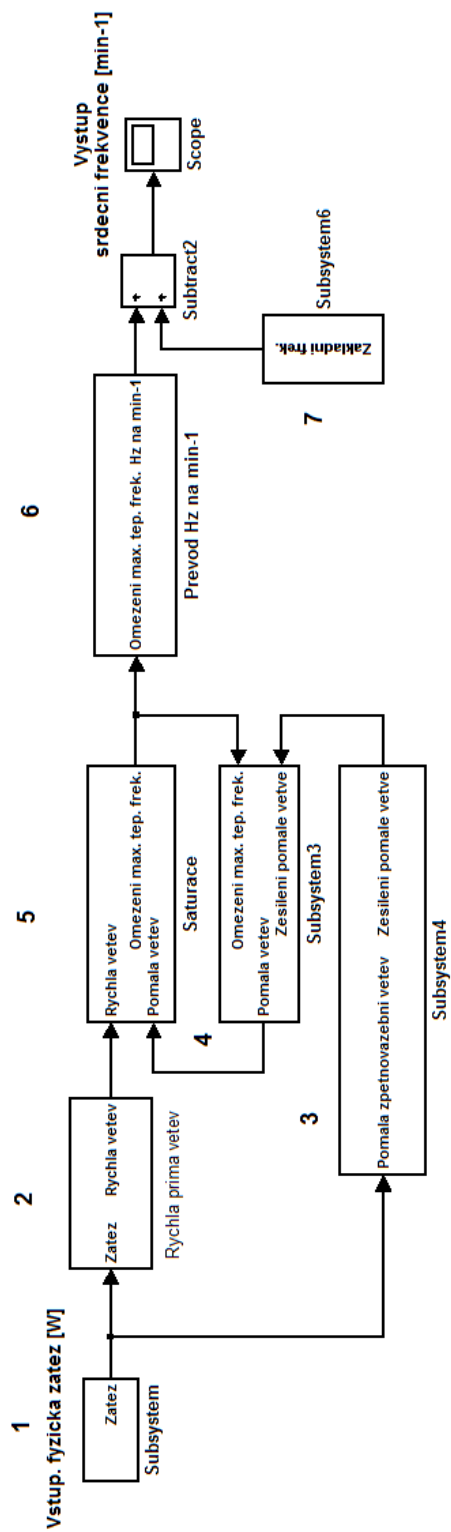
V návrhu tohoto blokového schématu se popisuje porovnání dvou tepových frekvencí. Do vstupu dané zkušební fyzické zátěže byl přiveden vybraný typ sledovaného jedince a jeho zátěžová intenzita. Na výstupu byla získána výsledná hodnota srdeční frekvence v min^{-1} .



Obr. 6.2 Návrh blokového schématu dle Obr. 6.3.

6.3 Realizace funkčního modelu

V popisu realizace blokového schématu je vidět závislost srdeční frekvence na fyzické zátěži. Jednotlivé části jsou rozděleny do bloků. Do vstupu fyzické zátěže blokového schématu je přivedená daná zátěž vybraného jedince. Ta se větví na rychlou složku, která nezávisí na druhu zátěže a způsobuje potlačení nervu vagu během aktivity a zpomaluje srdeční činnost. Druhá složka je pomalá, kdy s vyšší aktivitou roste zatížení. Tato složka má komplexní neuro-humorální charakter, kdy dochází ke snížení nebo zvýšení sympatické aktivity. Do bloku pomalé zpětnovazební větve vchází nárůst tepové frekvence při zvýšené aktivitě o 1 W a z druhé strany vchází do bloku omezení maximální tepové frekvence (saturace). Blok saturace vchází do dalšího bloku, kdy se mění jednotky hertz na min^{-1} . Nakonec dochází k porovnání dvou frekvencí. A to základní frekvence, která je stanovena a maximálního růstu srdeční frekvence. Výstupem zkušební fyzické zátěže je srdeční frekvence dána v min^{-1} .



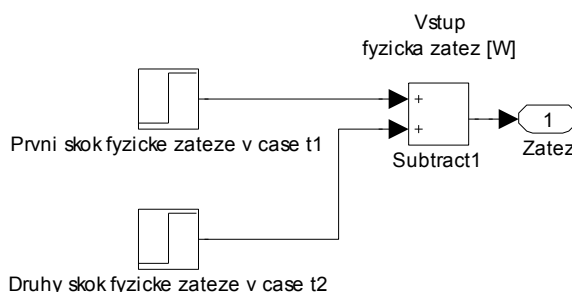
Obr. 6.3 Blokové schéma modelu závislosti srdeční frekvence na fyzické zátěži.

6.4 Popis jednotlivých částí modelu

Vstupní zátěž modelu

Tento blok je znázorněn vstupní zátěží do modelu ve dvou časových skocích. První časový skok fyzické zátěže je 60 sekund o zátěži 50 W. Druhý časový skok je 120 sekund o zátěži 100 W.

[14], [15], [16]



Obr. 6.4 Blok vstupní zátěže modelu.

Popis přímé větve

Tento blok popisuje přímou větev s dopředně působícími komponenty s přenosem

$$\frac{K_1}{T_1 \cdot s + 1} \quad (5)$$

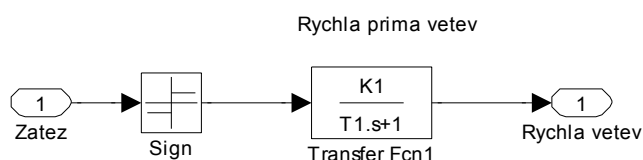
kde:

K_1 ...je konstanta vagové části, znamená zesílení rychlé větve, [Hz]

T_1 ...je časová konstanta vagové části rychlé větve, [s].

Parametry K_1 a T_1 ovlivňují srdeční tep v první minutě zátěže. Na vstup je přivedená zátěž daného člověka a výstupem je rychlá větev, která způsobuje potlačení vagu při zátěži a nezávisí na zátěži.

[14], [15], [16]



Obr. 6.5 Blok přímé větve.

Nárůst tepové frekvence

Tento blok znázorňuje nárůst tepové frekvence při zvýšení fyzické zátěže organismu o 1W zátěže. Jedná se o zesílení pomalé větve. K_{ref} také znázorňuje trénovanost jedince. Čím je tato hodnota menší, tím je jedinec trénovanější.

Lze ji vypočítat:

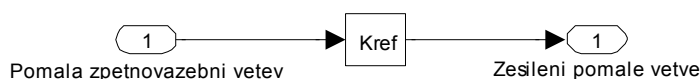
$$K_{ref} = \frac{K_1}{W_r} [Hz/W] \quad (6)$$

kde:

$K_1 \dots$ je konstanta vagové části, znamená zesílení rychlé větve, [Hz]

$W_r \dots$ zatížení, které může být zvládnuto pomocí potlačení vagu, [W].

Na vstup přichází pomalá zpětnovazební větev a výstupem je zesílení této větve. [14], [15]



Obr. 6.6 Blok nárůstu tepové frekvence.

Pomalá zpětnovazební větev

Vstupem do sumátoru je omezení maximální TF a zesílení pomalé větve, kde se následně odečtou.

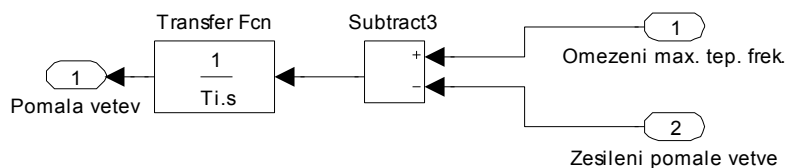
Výsledek přechází do rovnice:

$$\frac{1}{T_i \cdot s} \quad (7)$$

kde:

$T_i \dots$ je časová konstanta pomalé větve [s].

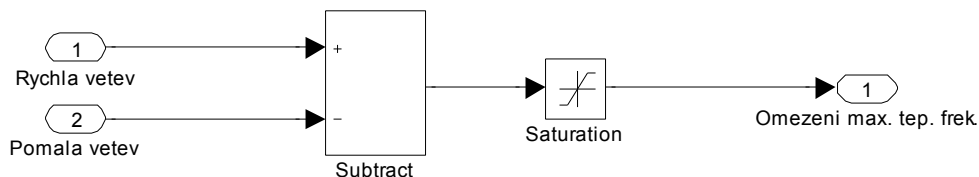
Výstupem je pomalá větev, která se projevuje pomalejší činnosti sympatické složky. [14], [15]



Obr. 6.7 Blok pomalé zpětnovazební větve.

Saturace

Do sumátoru vstupuje rozdíl rychlé a pomalé složky. Jejich výstupem je blok saturace, který znamená omezení maximální srdeční frekvence. Po dosažení tohoto omezení nastává kyslíkový strop, kdy organismus začíná pracovat anaerobně a srdeční frekvence se dále nezvyšuje. [14], [15]



Obr. 6.8 Blok saturace.

Převod jednotek

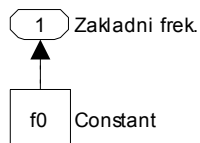
Na vstup tohoto bloku přichází omezení maximální tepové frekvence, která je v jednotkách Hz. Pomocí této části dochází k převodu jednotek Hz (lze napsat jako s^{-1}) na jednotky min^{-1} .



Obr. 6.9 Blok k převodu jednotek.

Základní srdeční frekvence

Posledním blokem je základní srdeční frekvence, která je u každého člověka rozdílná. Do modelu se přidává z důvodů porovnání přírůstku srdeční frekvence a klidové srdeční frekvence. [14], [15]



Obr. 6.10 Blok základní srdeční frekvence.

6.5 Posouzení hodnot fyzické zátěže u zkoumaných jedinců

Do jednotlivých bloků zrealizovaného schématu (Obr. 6.3) v programu MatLab Simulink byly zadány předem stanovené parametry, které byly použity ze skript Biokybernetiky (V. Eck, M. Razím).

Naměřené hodnoty byly získány od čtyř vybraných skupin zkoumaných jedinců. Do první skupiny byli zařazeni lidé s průměrnou fyzickou kondicí, kteří si nepravidelně zacvičí a provozují běžné denní činnosti. Do druhé skupiny byli zahrnuti sportovci, kteří mají pravidelnou fyzickou zátěž, mají výbornou tělesnou kondici a nadměrnou zátěž zvládají bez potíží. Sportovci mají při zátěži rychlejší nárůst srdeční frekvence, ale naopak nižší hodnotu v ustáleném stavu z důvodů jejich dobré fyzické kondice.

Proto při shodné fyzické zátěži u trénovaných osob je nižší srdeční frekvence umožněna vyšším tepovým objemem, vyšší arteriovenózní diferencí v koncentracích dýchacích plynů a možném větším objemem srdce. Třetí skupinou jsou jedinci trpící ischemickou chorobou srdeční, kdy toto onemocnění vzniká nedostatečným prokrvením srdce a zúžením srdečních tepen. Sledovaní jedinci se projevují nižší fyzickou kondicí a tím se u nich vyskytuje vyšší hodnota tepové frekvence a nižší hodnota zatížení. Poslední zkoumanou skupinou jsou jedinci, kterým bylo podáno 2 mg atropinu. Atropin je lék, který blokuje parasymptický nervový systém. U těchto lidí není rychlá složka, je vyšší hodnota klidové srdeční frekvence a důsledkem porušení nervového systému dochází k prodloužení časové konstanty a ke snížení tepové frekvence.

Základní změřené parametry pro simulaci modelu byly použity následující tabulky (V. Eck, M. Razím). Hodnoty byly předem naměřeny a prozkoumány:

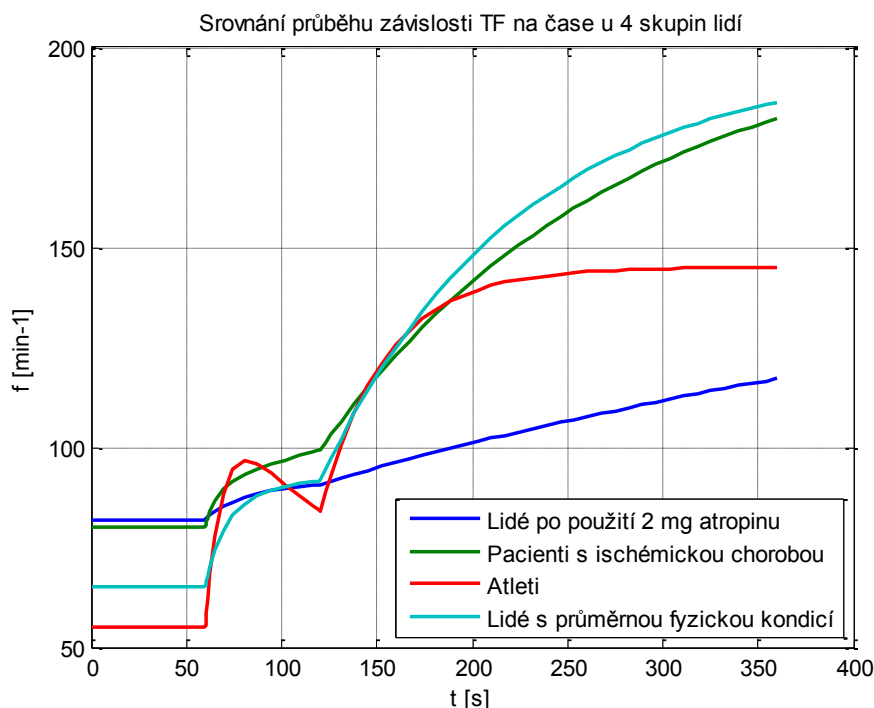
Tab. 6.1 Hodnoty základních parametrů zkoumaných skupin lidí. [14]

Skupina lidí	K_1 [Hz]	T_1 [s]	K_{ref} [Hz/W]	W_r [W]	T_i [s]
Průměrná kondice	0,33	10,3	0,011	30,2	105
Atleti	0,95	10,5	0,006	158,3	35
Ischemici	0,15	5,5	0,014	10,7	160
Požítí atropinu	0,11	17,9	0,009	11,9	531

Tab. 6.2 Vstupní hodnoty modelu. [14]

Skupina lidí	t_1 [s]	St_1 [W]	t_2 [s]	St_2 [W]	f_{max} [min^{-1}]	f_0 [min^{-1}]
Průměrná kondice	60	50	120	150	115	65
Atleti	60	50	120	200	135	55
Ischemici	60	50	120	100	80	80
Požítí atropinu	60	50	120	100	78	82

Celkový graf pro všechny skupiny lidí:



Obr. 6.11 Srovnání výstupních signálů u jednotlivých skupin.

V tomto grafu lze zaznamenat porovnání naměřených křivek všech zkoumaných skupin po vykonání fyzického testu na ergonometrickém bicyklu. Testování trvalo zhruba 6 minut.

U jedinců, kteří požíli atropin, měli před testováním nízký nárůst tepové frekvence a došlo k téměř rovnoměrnému ustálení, neboť atropin způsobuje blokaci parasymptického nervového systému. Po dobu 0 - 60 s nebyla dodávána žádná zátěž. Od 60 – 120 s byla přidána zátěž 50 W. Zde je vidět náhlý skok, kdy klidová tepová frekvence byla 82 min⁻¹ a po skoku byla TF 90 min⁻¹. Ke konci testování dosáhla TF 121 min⁻¹. Od 120 – 360 s byla zátěž zvýšená na 100 W, kde následně docházelo k ustálení a ukončení testu.

U jedinců s ischemickou chorobou srdeční byl průběh testování a přidání zátěže v čase totožný jako u jedinců, kteří požíli atropin. Klidová TF byla 80 min⁻¹, po minutě nastal skok, který dosáhl 100 min⁻¹. Po skoku docházelo k vzrůstu TF, která ke konci testování dosáhla 188 min⁻¹.

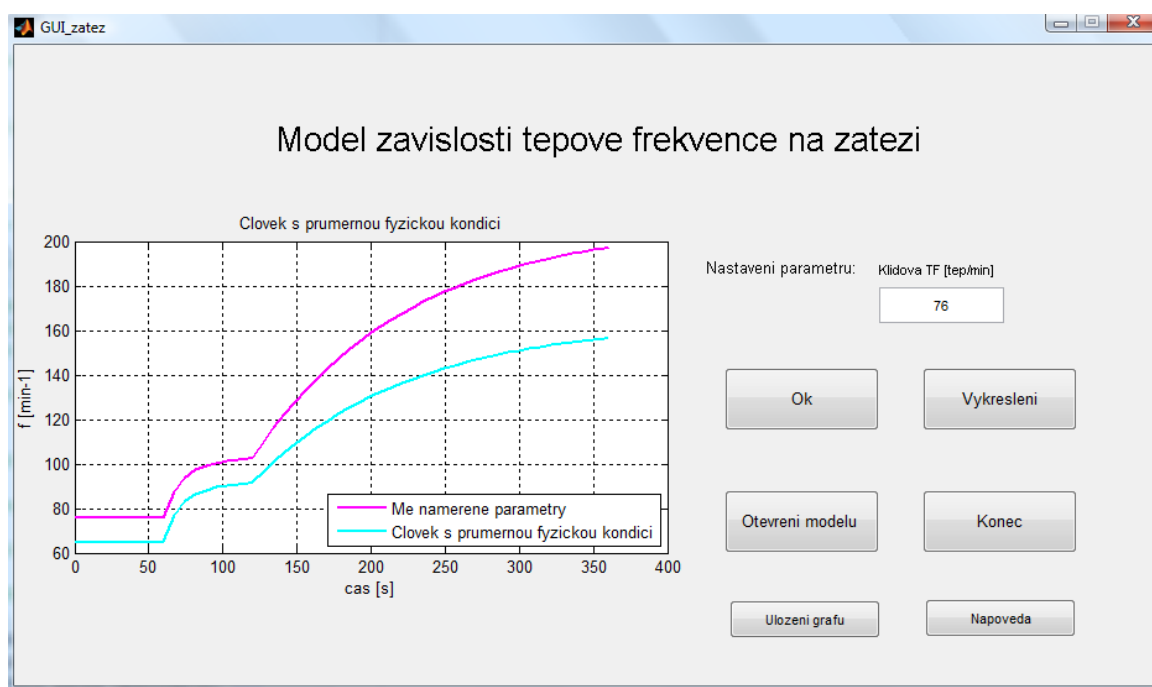
U atletů lze vidět rychlý nárůst frekvence. Klidová TF je 55 min⁻¹. Od 60 – 120 s, byla přidána zátěž 50 W. V tomto čase dochází ke skoku, kdy TF je 98 min⁻¹. Od 120 – 360 s, je dále přidána zátěž 200 W, neboť sportovci mají dobrou kondici, proto potřebují větší zátěž. Následně dochází k ustálenému stavu TF, která končí s hodnotou 145 min⁻¹.

U lidí s průměrnou kondicí se klidová frekvence pohybuje kolem 65 min⁻¹. Od 60 – 120 s, byla přidána zátěž 50 W. V tomto čase dochází ke skoku, kdy TF dosahovala 90 min⁻¹. Od 120 – 360 s, byla přidána zátěž 150 W, kdy frekvence začala lehce stoupat, pak došlo k ustálení a TF dosáhla ke konci testování 190 min⁻¹.

7 Návrh a realizace uživatelského rozhraní

Návrh a realizace uživatelského rozhraní je provedeno za pomoci grafického prostředí GUI (Graphical User Interface), které je součástí programu Matlab. Po vytvoření nového souboru v Matlabu se zobrazí okno s výběrem objektů po levé straně, které pak umisťujeme na danou plochu a měníme jejich parametry. Vytvořené uživatelské rozhraní je použito v laboratorní úloze, která je přiložena k této práci.

Grafické uživatelské rozhraní se skládá z grafu, na kterém je zobrazena závislost tepové frekvence na čase. Osy jsou popsány příslušnými jednotkami. Pro změnu parametrů klidové TF je vytvořené okno Edit textu. Na ovládání grafického okna se podílí šest tlačítek pro potvrzení zadané hodnoty, vykreslení grafu, zobrazení modelu, uložení grafu, nápovědy a zavření celého okna GUI_zatez.

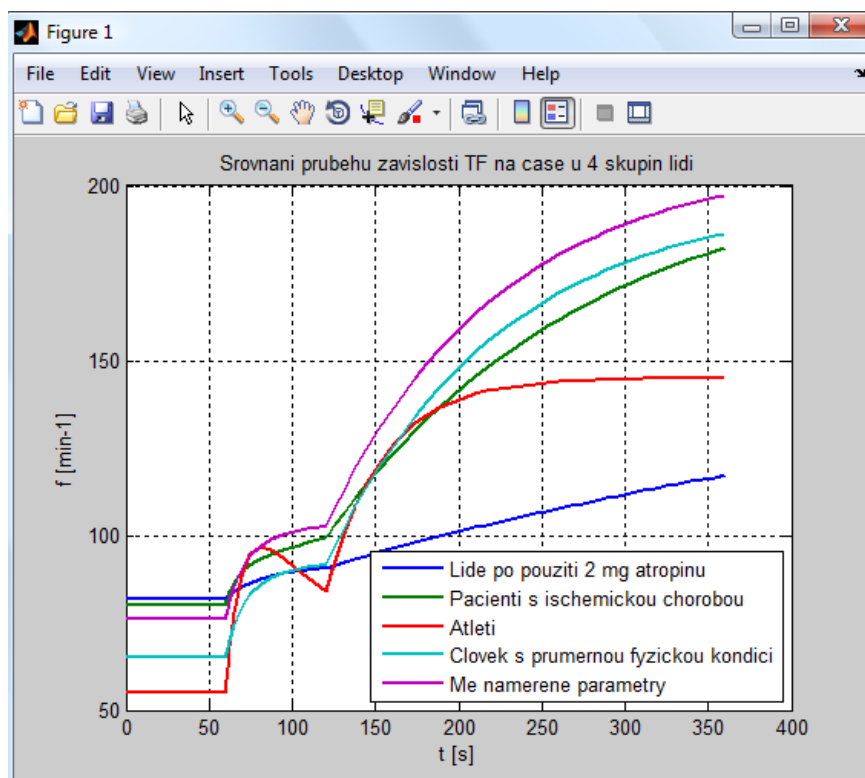


Obr. 7.1 Návrh uživatelského rozhraní.

V grafu jsou zobrazeny dvě křivky. Fialová křivka zobrazuje parametry měřené osoby a světle modrá křivka vykresluje hodnoty průměrné zdatného člověka.

Funkce jednotlivých tlačítek:

- Tlačítko Ok – slouží jako potvrzení zadané hodnoty v Edit textu s názvem Klidova TF a k uložení do prostředí Matlabu.
- Tlačítko Vykresleni – po stisknutí tohoto tlačítka dojde k vykreslení grafů.
- Tlačítko Otevreni modelu – slouží k otevření modelu vytvořeného v programu Simulink.
- Tlačítko Konec – slouží k ukončení a zavření okna GUI_zatez.
- Tlačítko Ulozeni grafu - po stisknutí tlačítka dojde otevření samostatného okna Figure 1 a zobrazí se graf s křivkami jednotlivých lidí. Toto tlačítko také slouží k uložení grafu.
- Tlačítko Napoveda – po stisknutí tohoto tlačítka se zobrazí okno s nápovědou.



Obr. 7.2 Zobrazení okna pro uložení grafu.

Po stisknutí tlačítka Uložení grafu se zobrazí okno s názvem Figure 1, kde jsou zobrazeny křivky všech zkoumaných skupin pro porovnání s naměřenými hodnotami příslušné osoby.

Popis práce s grafickým uživatelským rozhraním GUI_zatez:

Spusťte soubor s názvem GUI_zatez. Zobrazí se Vám okno Editoru s názvem GUI_zatez.m, kde jsou napsány zdrojové kódy pro správné fungování grafického uživatelského rozhraní. Okno GUI_zatez spusťte kliknutím myši na ikonu zelené šipky, která se nachází v horní liště Editoru. Po spuštění se zobrazí aplikace, ve které budete pracovat. Do okna s názvem Klidova TF zadejte svou naměřenou tepovou frekvenci v klidu. Následně klikněte na tlačítko Ok, které potvrdí Vaši zadanou hodnotu a uloží se do prostředí Matlabu. Pro vykreslení křivky do grafu pak klikněte na tlačítko Vykreslit. V grafu se zobrazí dvě křivky (viz. Obr. 7.1), kdy světle modrá křivka značí předem stanovené hodnoty průměrně zdatného člověka a fialová křivka zobrazí hodnoty Vaše. Po kliknutí na tlačítko Otevření modelu se zobrazí model vytvořený v Simulinku. Pro snadnější uložení grafu stiskněte tlačítko Uložení grafu. Zobrazí se speciální okno s názvem Figure 1 (viz. Obr. 7.2). V tomto grafu jsou zobrazeny čtyři křivky zkoumaných lidí a jedna křivka zobrazuje Vaše hodnoty. Graf, který se zobrazí, si uložíte tímto způsobem: Edit → Copy Figure → CTRL + V a vložíte ho do Vámi zvoleného souboru. Pro lepší pochopení a orientaci modelu stisknete tlačítko Otevření modelu a celý model se zobrazí v prostředí Simulinku. Při stisknutí tlačítka Napověda se zobrazí soubor s nápovědou a postupem. Po vykonání tohoto úkolu stiskněte tlačítko Konec. Celá aplikace se ukončí a zavře.

8 Ověření funkčnosti modelu

Naměřená data v této práci byla naměřená pro jinou bakalářskou práci. Tyto data poslouží pro porovnání tepových frekvencí mezi těmito naměřenými daty a daty, které byly použity ze skript Biokybernetiky (V. Eck, M. Razím).

Měření se odehrávalo v Centru diagnostiky pohybu na Katedře tělesné výchovy na Ostravské univerzitě. Zátěžový test podstoupilo 6 mužů a 4 ženy ve věkovém rozmezí 21 – 24 let. Testované osoby nevykazovaly zdravotní komplikace a neužívaly dlouhodobě léky, které by ovlivňovaly toto měření. Vybraní účastníci nesměli kouřit, dlouhodobě užívat léky a byli v dobrém psychickém i fyzickém rozpoložení. Před samotným testem nesměli 2 – 3 hodiny jíst a 24 – 48 hodin vykonávat žádnou náročnou fyzickou zátěž. Zátěžový test se prováděl na běhacím ergometru. Důležité bylo použití počítače, který obsahoval program pro měření a hrudní pás, který snímal tepovou frekvenci. Měření se odehrávalo pod odborným dohledem zaměstnance Ostravské univerzity.

Nejdříve byla provedena kalibrace přístroje, z důvodů přesnosti měření. Testovaná osoba před začátkem měření nahlásila své osobní údaje (jméno, příjmení, výšku, váhu a rodné číslo). První 2 minuty byla rychlost pásu nastavená na 6km/h, poté byla zvýšena na 8km/h. Po uplynutí 1 minuty se rychlost zvýšila na 11km/h, tato hodnota už se neměnila. V rychlosti 11km/h se po 1 minutě zvyšoval sklon běžícího pásu na 5%, pak na 7%, 9%, 11% a 13%. Po ukončení zátěžového testu se rychlost běžícího pásu snížila po dobu 2 minut na 3km/h. [17]

V této práci byla vybrána jedna osoba, od které byly použity její naměřená data ke srovnání tepových frekvencí.

Tab. 8.1 Získané údaje od měřené osoby.

Testovaná osoba	
Pohlaví	muž
Věk	24
Hmotnost [kg]	70
Výška [cm]	172

Soubor dat s naměřenými hodnotami byly získány v MS Excel. Data byla naměřená v jiných jednotkách, než bylo potřebné pro výpočet. Tudíž data musela být převedena do potřebných jednotek. Tabulka 2 a Tabulka 3 naměřených a převedených dat jsou v příloze. Rychlost byla udávána v km/h.

Pro přepočet na hodnotu m/s byl použit vzorec:

$$v[m/s] = \frac{v[km/h]}{3,6} \quad (8)$$

Doba snímání, po kterou bylo měření prováděno, bylo snímáno co 10 sekund. Sklon běžícího pásu byl udáván v %, kdy tato procenta musela být převedená na stupně. Kdy 25% znamenalo 90°.

Výpočet pro výkon byl získán z bakalářské práce D. Friedmannové [17] a po převedení všech jednotek byl použit vztah pro výpočet výkonu:

$$P = m \cdot g \cdot v \cdot \sin \alpha [W] \quad (9)$$

kde:

m...hmotnost testované osoby [kg]

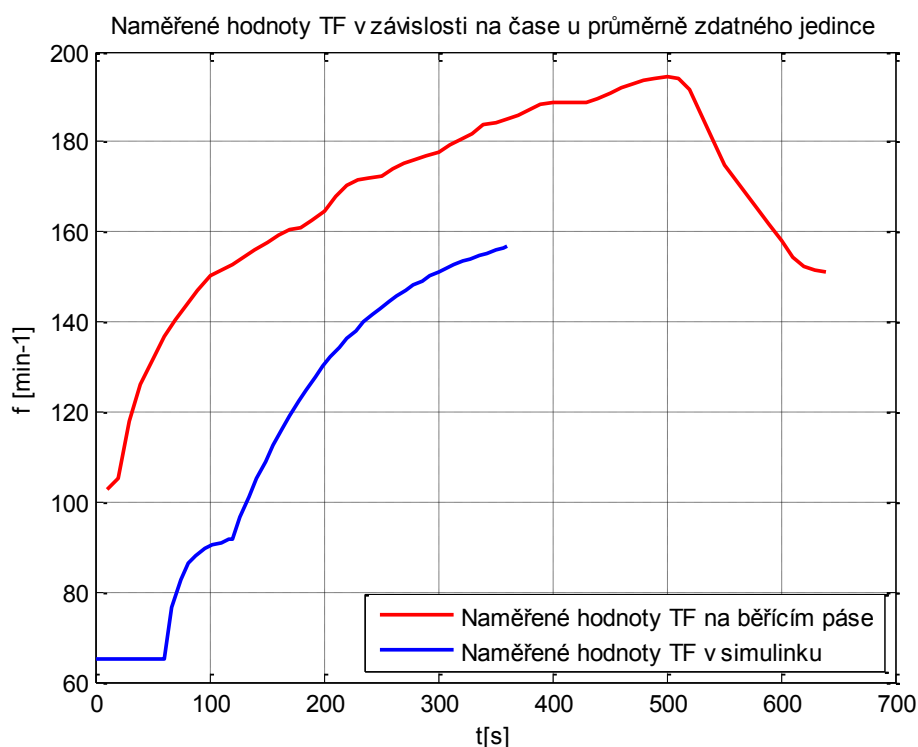
g...tíhové zrychlení 9,81[m/s]

v...rychlost pásu [m/s]

$\sin \alpha$...úhel sklonu běžícího pásu [°]. [17]

Při nulovém sklonu běžícího pásu byly hodnoty výkonu v jednotkách wattů. Při zvyšujícím se sklonu pásu se hodnoty výkonu zvětšily, až na stovky wattů. Při největším 13 % sklonu pásu se hodnoty výkonu vyšplhaly, až na 400 W. Rozdíl jednotlivých výkonů v závislosti na zvyšujícím se sklonu běžícího pásu dosahoval kolem 100 W. Z jednotlivých převodů a výpočtu výkonu bylo v závěru potvrzeno, že se zvyšujícím se úhlem sklonu běžícího pásu se zvyšuje i výkon člověka, který musí vydat větší úsilí, aby překonal určitou zátěž.

V programu Matlab byla z naměřených dat následně vykreslena křivka v závislosti tepové frekvence na čase a k tomu byla přidána vykreslená křivka s hodnotami, které byly použity ze skript Biokybernetiky (V. Eck, M. Razím).



Graf 8.1 Závislost tepové frekvence na čase z naměřených hodnot na běžícím ergometru a s předem stanovenými hodnotami.

V grafu jsou znázorněny dvě křivky. Červená křivka zobrazuje měření, u osoby na běžícím pásu, modrá křivka znázorňuje měření s předem stanovenými hodnotami. Obě měření probíhala u průměrně zdatného člověka. Porovnání těchto dvou křivek je rozdílné. Pro každé měření byly stanoveny jiné podmínky.

První měření červené křivky se odehrávalo na běžícím pásu, kdy se postupně zvyšovala rychlost až na 11 km/h a nato se měnil i sklon běžícího pásu. Počáteční TF byla 102 min^{-1} , u modré křivky byla TF 65 min^{-1} . Pomalým přidáváním zátěže, křivka TF rovnoměrně rostla, až dosáhla maxima 194 min^{-1} v čase 510 s. Z přepočtených hodnot dosáhl proband v tomto čase největší výkon a to 425 W. Pak docházelo k následnému ustálenému stavu a k ukončení testování.

Druhé měření u modré křivky se odehrávalo na ergometrickém bicyklu, kdy po dobu jedné minuty bylo zatížení 50 W a následně po dobu 4 – 6 minut se zatížení zvýšilo na 100 W. Měření se zúčastnilo 15 osob ve věku od 18 do 20 let. Výsledné hodnoty pak byly určeny dle rozdílů modelovaných a naměřených hodnot. Průběh modré křivky znázorňuje zátěž, kdy po dobu 0 – 60 sekund byla nulová a od 60 sekund po 120 sekund byla zátěž 50 W. Poté nastal skok, při němž se zátěž zvýšila na 100 W po dobu od 120 do 360 sekund. Srdeční frekvence se postupně zvyšovala. V čase 360 s dosáhla TF svého maxima a to 158 min^{-1} .

Obě křivky jsou rozdílné jak v čase trvání, tak i v jiné formě fyzické zátěže. Červená křivka má větší tepovou frekvenci, to mohlo být způsobeno vykonáním větší fyzické zátěže, která dosáhla maximální hodnoty 425 W. Porovnání křivek měření, se odehrálo u osob s průměrnou fyzickou kondicí.

9 Laboratorní úloha

Součástí bakalářské práce bylo také vytvoření laboratorní úlohy, která by měla dále posloužit studentům a seznámit je s problematikou zátěžových testů a měření tepové frekvence.

Cílem této laboratorní úlohy bylo zjistit, jak pracuje lidský organismus při zátěži, vyzkoušet si nahmatat pulz na určitých místech lidského těla a změřit ho, provést fyzický test trénovanosti, určit si svou fyzickou kondici a nakonec se seznámit s prostředím MatLabu, GUI a Simulinkem.

Zadání celé laboratorní úlohy se nachází viz. Příloha V. Součástí je také vypracovaná laboratorní úloha viz. Příloha VI a překlad zadání do anglického jazyka viz. Příloha VII.

Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo navrhnout a zrealizovat funkční model závislosti tepové frekvence na zátěži v programu MatLab Simulink a vytvořit funkční uživatelské rozhraní pro práci s modelem. Po zhotovení modelu bylo nutno ověřit i jeho funkčnost.

V teoretické části jsem se věnovala popisu a měření tepové frekvence, funkci srdce a problematikou zátěžových testů působících na lidský organismus.

V praktické části jsem se zabývala návrhem modelu závislosti tepové frekvence na fyzické zátěži v Simulinku. Po vytvoření návrhu tohoto modelu jsem si ověřila jeho funkčnost. Do jednotlivých bloků zrealizovaného modelu jsem postupně zadala předem stanovené parametry čtyř vybraných skupin zkoumaných jedinců, které jsem použila ze skript Biokybernetiky. Jednalo se o skupiny lidí s průměrnou fyzickou kondicí, atlety, jedince trpící ischemickou chorobou srdeční a jedince, kteří požíli 2 mg atropinu. Pro lepší porovnání a vizualizaci jsem křivky jednotlivých skupin vykreslila do daného grafu. Z grafu jsem zjistila, že u jedinců, kteří požíli atropin, měli před testováním nízký nárůst tepové frekvence a došlo tak k téměř rovnoměrnému ustálení, neboť atropin způsobuje blokaci parasympatického nervového systému. U jedinců s ischemickou chorobou srdeční došlo ke zvýšení frekvence, ustálení a pak následnému vzrůstu. U atletů byl výsledován rychlý nárůst frekvence během krátkého časového intervalu a následný ustálený stav. U lidí s průměrnou kondicí se klidová frekvence pohybovala kolem 65 min^{-1} . Na počátku začala frekvence lehce stoupat, na chvíli se ustálila a pak nastal nárůst.

V další části bakalářské práce jsem vytvořila grafické uživatelské rozhraní s názvem GUI_zatez. Toto rozhraní jsem vytvořila pro lepší orientaci a práci s modelem. GUI obsahuje graf, ve kterém se zobrazí křivky, při změně parametru klidové TF. Dále obsahuje jednotlivá tlačítka pro snadnější ovládání okna. GUI bylo vytvořeno za účelem použití v laboratorní úloze, kterou jsem vytvořila pro studenty.

V závěru práce jsem porovnávala dvě měření formou zátěžového testu. Obě měření probíhala u průměrně zdatného člověka. První měření probíhalo u osoby na běžícím pásu, kdy se postupně zvyšovala rychlost až na 11 km/h a zároveň se měnil i sklon běžícího pásu. Počáteční TF byla 102 min^{-1} . Pomalým přidáváním zátěže, křivka TF rovnoměrně rostla, až dosáhla maxima 194 min^{-1} v čase 510 s. Z přepočtených hodnot dosáhl proband v tomto čase největší výkon a to 425 W. Pak docházelo k následnému ustálenému stavu a k ukončení testování. Druhé měření probíhalo u osob s předem stanovenými hodnotami na ergometrickém bicyklu, kdy po dobu jedné minuty bylo zatížení 50 W a následně po dobu 4 – 6 minut se zatížení zvýšilo na 100 W. Počáteční TF byla 65 min^{-1} . V čase 360 s dosáhla TF svého maxima a to 158 min^{-1} . Porovnání těchto dvou testování bylo rozdílné. Lišilo se formou testování (běžící pás, bicyklový ergometr), délkou trvání, a jinou zátěží.

Nakonec jsem vytvořila laboratorní úlohu, která by měla dále posloužit studentům a seznámit je s problematikou zátěžových testů a měření tepové frekvence. Součástí je také vypracovaná laboratorní úloha a překlad zadání do anglického jazyka.

Vypracováním bakalářské práce jsem si potvrdila domněnku, že s nárůstem fyzické zátěže se zvyšují hodnoty tepové frekvence. Výsledky se však také odvíjejí od odolnosti organismu, věku, pohlaví, zdravotního stavu a trénovanosti jedinců.

Seznam použitých zdrojů

- [1] VOKURKA M. – HUGO J. *Praktický slovník medicíny*. 9. Vydání. Praha 4: MAXDORF, 2008. 518s. ISBN 978-80-7345-159-2.
- [2] *Běháme: Tepová frekvence* [online]. 26. 9. 2008 [cit. 2013-01-16]. Dostupné z: <http://behame.cz/107/tepova-frekvence-uvod/>
- [3] *Cyklistika Krnov: Tepová frekvence* [online]. 20. 11. 2002 [cit. 2013-01-16]. Dostupné z: <http://www.cyklistikakrnov.com/Clanky/Clanky/Proc-merit-tepovou-frekvenci.htm>
- [4] PENHAKER, Marek. *Zdravotnické elektronické přístroje 1*. Ostrava: VŠB skriptum, 283 s.
- [5] RICHARDS A., EDWARDS S. *Repetitorium pro zdravotní sestry*. 1. české vydání, Praha 7: Grada Publishing a.s.. 2004. 376s. ISBN 80-247-0932-5.
- [6] MERKUNOVÁ A. – OREL M. *Anatomie a fyziologie člověka pro humanitní obory*. 1. Vydání. Praha 7: GRADA, 2008. 302s. ISBN 978-80-247-1521-6.
- [7] GURURAJ. N.: *Human Heart Facts* [online]. Mysore, Copyright 2010 [cit. 2013-01-16]. Dostupné z: <http://ngururaj.blogspot.cz/2010/05/human-heart-facts.html>
- [8] *Životní energie: Popis srdce a srdeční činnosti* [online]. 6. 3. 2007 [cit. 2013-01-16]. Dostupné z: <http://zivotni-energie.cz/popis-srdce-a-srdecni-cinnosti.html>
- [9] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: Učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 1. vydání. Praha 7: Grada Publishing, a.s., 2005. ISBN 80-247-1190-7.
- [10] KITTNAR O. a kolektiv *Lékařská fyziologie*. 1. vydání, Praha 7: GRADA Publishing. 2011. 800s. ISBN 978-80-247-3068-4.
- [11] PENHAKER M., IMRAMOVSKÝ M., TIEFENBACH P., KOBZA F. *Lékařské diagnostické přístroje: Učební texty*. Ostrava: VŠB – TU Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky. 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [12] ROZMAN J. a kolektiv *Elektronické přístroje v lékařství*. 1. vydání. Praha: Academia, 2006. 408s. ISBN 80-200-1308-3.
- [13] KUPKA, Libor. *Matlab a Simulink: Studijní materiály pro předmět Základy Kybernetiky* [online]. Liberec, 2008 [cit. 2013-01-20]. Dostupné z: <http://www.mti.tul.cz/files/zky/MATLABaSimulink.pdf>. Technická univerzita v Liberci, Fakulta mechatroniky a mezioborových inženýrských studií.
- [14] ECK V. – RAZÍM M. *Biokybernetika*. Praha: ČVUT v Praze, Fakulta elektrotechnická, 1996.
- [15] WIJK VAN BRIEVINGH, R a Dietmar MÖLLER. *Biomedical modeling and simulation on a PC: a workbench for physiology and biomedical engineering*. New York: Springer-Verlag, c1993, xvi, 517 p. ISBN 35-409-7650-7.
- [16] POTŮČEK J. *Metodologie modelování biologických systémů*. 1. vydání, Praha 6: ČVUT, Fakulta biomedicínského inženýrství. 2009. 191 s. ISBN 978-80-01-04412-4.
- [17] FRIEDMANNOVÁ, Darina. *Měření závislosti tepové frekvence na pohybu*. Ostrava: VŠB-TU Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky. Katedra měřicí a řídicí techniky. 2011. 56s. 16s. příloh. Vedoucí bakalářské práce Ing. Martin Augustynek.

Seznam příloh

Příloha I – Grafy výstupních signálů u jednotlivých skupin.

Graf 1.1 Výstupní signál lidí s průměrnou fyzickou kondicí.

Graf 1.2 Výstupní signál atletů.

Graf 1.3 Výstupní signál lidí s ischemickou chorobou srdeční.

Graf 1.4 Výstupní signál po požití 3 mg atropinu.

Příloha II – Tabulka získaných osobních údajů od měřené osoby.

Příloha III – Tabulka s naměřenými daty.

Příloha IV – Tabulka s přepočtenými daty.

Příloha V – Laboratorní úloha.

Příloha VI – Vypracovaná laboratorní úloha.

Příloha VII – Laboratorní úloha v anglickém jazyce.